

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

대한민국 특허

KOREAN INTELLECTUAL
PROPERTY OFFICE



별첨 사본은 아래 출원의 원본과 동일함을 증명함.

This is to certify that the following application annexed hereto
is a true copy from the records of the Korean Intellectual
Property Office.

출원번호 : 특허출원 2001년 제 45123 호
Application Number PATENT-2001-0045123

출원년월일 : 2001년 07월 26일
Date of Application JUL 26, 2001

출원인 : 한국전자통신연구원
Applicant(s) KOREA ELECTRONICS & TELECOMMUNICATIONS RESEARCH INST



2001 년 12 월 07 일

특 허 청

COMMISSIONER



【서지사항】

【서류명】	특허출원서
【권리구분】	특허
【수신처】	특허청장
【제출일자】	2001.07.26
【발명의 명칭】	엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법
【발명의 영문명칭】	Method for measurement of bone mineral density using X-ray image
【출원인】	
【명칭】	한국전자통신연구원
【출원인코드】	3-1998-007763-8
【대리인】	
【명칭】	특허법인 신성
【대리인코드】	9-2000-100004-8
【지정된변리사】	변리사 정지원, 변리사 원석희, 변리사 박해천
【포괄위임등록번호】	2000-051975-8
【발명자】	
【성명의 국문표기】	이수열
【성명의 영문표기】	LEE, Soo YeuI
【주민등록번호】	670605-1467210
【우편번호】	305-345
【주소】	대전광역시 유성구 신성동 두레아파트 106-1004
【국적】	KR
【발명자】	
【성명의 국문표기】	김승환
【성명의 영문표기】	KIM, Seung Hwan
【주민등록번호】	660105-1068221
【우편번호】	305-345
【주소】	대전광역시 유성구 신성동 하나아파트 105-402
【국적】	KR
【발명자】	
【성명의 국문표기】	정지욱
【성명의 영문표기】	JEONG, Ji Wook
【주민등록번호】	691102-1691217

【우편번호】	703-044
【주소】	대구광역시 서구 비산4동 171-51
【국적】	KR
【발명자】	
【성명의 국문표기】	박선희
【성명의 영문표기】	PARK, Seon Hee
【주민등록번호】	580117-2069619
【우편번호】	302-150
【주소】	대전광역시 서구 만년동 강변아파트 112-106
【국적】	KR
【우선권주장】	
【출원국명】	KR
【출원종류】	특허
【출원번호】	10-2001-0025238
【출원일자】	2001.05.09
【증명서류】	첨부
【심사청구】	청구
【취지】	특허법 제42조의 규정에 의하여 위와 같이 출원합니다. 대리인 특허법인 신성 (인)
【수수료】	
【기본출원료】	20 면 29,000 원
【가산출원료】	17 면 17,000 원
【우선권주장료】	1 건 26,000 원
【심사청구료】	18 항 685,000 원
【합계】	757,000 원
【감면사유】	정부출연연구기관
【감면후 수수료】	391,500 원
【첨부서류】	1. 요약서·명세서(도면)_1통

【요약서】**【요약】****1. 청구범위에 기재된 발명이 속한 기술분야**

본 발명은 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법과 상기 방법을 실현시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 관한 것임.

2. 발명이 해결하려고 하는 기술적 과제


본 발명은 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 측정하고자 할 때, 골 영역에 포함된 연부조직에 의한 엑스선 흡수 효과를 제거하여 골의 밀도를 정확하게 측정하기 위한 골밀도 측정 방법과 상기 방법을 실현시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공하는데 그 목적이 있음.

3. 발명의 해결방법의 요지

본 발명은, 골밀도를 측정하기 위한 골밀도 측정 시스템에 적용되는 골밀도 측정 방법에 있어서, 엑스선 골영상을 획득하는 제 1 단계; 상기 획득한 엑스선 골영상에 관심영역을 설정하는 제 2 단계; 상기 설정된 관심영역 내의 골 영역에서, 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 계산하는 제 3 단계; 및 상기 관심영역 내의 골 영역에서, 상기 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 제거하여 골밀도 지수를 계산하는 제 4 단계를 포함한다.

4. 발명의 중요한 용도

본 발명은 골밀도 측정 시스템 등에 이용됨.



1020010045123

출력 일자: 2001/12/10

【대표도】

도 2a

【색인어】

엑스선 영상, 골밀도, 연부조직, 백그라운드 트렌드

【명세서】**【발명의 명칭】**

엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법{Method for measurement of bone mineral density using X-ray image}

【도면의 간단한 설명】

도 1 은 본 발명이 적용되는 골밀도 측정 시스템의 일예시도.

도 2a 는 본 발명에 따른 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법에 대한 일실시에 전체 흐름도.

도 2b 는 본 발명에 따른 엑스선 영상 획득 과정에 대한 일실시에 상세 흐름도.

도 2c 는 본 발명에 따른 관심영역 안의 요골 영역에서 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드 계산 과정에 대한 일실시에 상세 흐름도.

도 3 은 본 발명에 따른 엑스선 영상을 보정(calibration)하기 위하여 사용되는 알루미늄 스텝웨지(step-wedge)의 일예시도.

도 4 는 본 발명에 따른 스텝웨지와 손목을 함께 촬영하여 얻은 엑스선 영상의 일예시도.

도 5 는 본 발명에 따른 스텝웨지의 각 단계별 두께와 도 4 에 나타난 스텝웨지의 각 단계별 평균 그레이레벨의 관계를 보여주는 일예시도.

도 6a 는 본 발명에 따른 스텝웨지를 사용하여 보정한 엑스선 영상 및 요골 골밀도를 측정하기 위하여 선택한 직사각형 관심영역의 일예시도.

도 6b 는 본 발명에 따른 관심영역의 한 횡단선 / 에서의 손목 단면의 일예시도.

도 7a 는 도 6a 의 횡단선 / 에서의 그레이레벨 프로파일의 일예시도.

도 7b 는 도 7a 의 요골 영역에서 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 제거한 그레이레벨 프로파일의 일예시도.

* 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

11 : 입출력 장치

12 : 주 기억장치

13 : 보조 기억장치

14 : 마이크로 프로세서

【발명의 상세한 설명】

【발명의 목적】

【발명이 속하는 기술분야 및 그 분야의 종래기술】

<15> 본 발명은 골다공증 등의 진단에 사용되는 중요한 지표인 골밀도를 측정하기 위한 골밀도 측정 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 측정하고자 할 때, 골 영역에 포함된 연부조직에 의한 엑스선 흡수 효과를 제거하여 골의 밀도를 측정하기 위한 골밀도 측정 방법과 상기 방법을

실현시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 관한 것이다.

<16> 골다공증은 비정상적으로 골량이 감소된 상태로 동통, 척추 및 대퇴부 등의 골절, 골의 변형 등을 동반하는 병적인 상태이다. 일반적으로 젊은 사람은 골의 생성과 흡수가 균형을 이루고 있다. 그러나, 골 생성 기능이 저하되는 노인이나 에스트로젠의 분비가 저하되어 골 흡수 기능이 향상되는 폐경기 이후의 여성은 골다공증의 발생 빈도가 아주 높다. 그러나, 일단 감소된 골량을 효과적으로 회복시키는 것은 쉽지 않다. 따라서, 골다공증의 발생방지와 조기치료가 무엇보다 중요하다. 이를 위해서는 일상적으로 널리 사용할 수 있는 골밀도 측정 방법의 개발이 매우 중요하다.

<17> 정성적인 골밀도 측정 방법으로는 사빌(Saville) 지수와 싱(Singh) 지수가 있다. 사빌(Saville) 지수와 싱(Singh) 지수는 각각 요추 측면 엑스선 영상 및 대퇴부 엑스선 영상에 나타난 골소주 패턴의 변화를 이용하여 골밀도를 측정하는 방법이다. 그러나, 이 방법은 의사의 경험에 의존하기 때문에 판독자간 오차가 크고, 동일 판독자에 의한 재현성도 낮은 편이다.

<18> 정량적인 골밀도 측정 방법으로는 QCT(Quantitative Computed Tomography), DEXA(Dual Energy X-ray Absorptiometry), 초음파 골밀도 계측기 등이 있다.

<19> QCT는 뼈의 3차원 영상을 얻을 수 있어서, 피질골(cortical bone)과 해면골(trabecular bone)의 골밀도를 분리하여 계측할 수 있을 뿐만 아니라, 골의 구조적 안정성까지 예측할 수 있는 장점이 있다. 이러한 장점에도 불구하고 QCT 장비의 가격이 아주 높고 방사선 조사량이 단순 엑스선 촬영의 수백 배에 이

르기 때문에 일상적인 골다공증 검사 방법으로 사용하기에는 많은 제약이 따른다.

<20> DEXA는 QCT에 비하여 장비 가격이 저렴하고, 방사선 조사량이 적고, 골밀도 계측의 정확도 및 재현도가 높아서 2차원 골밀도 측정 및 골다공증 치료의 경과 판정에 널리 사용되고 있다.

<21> 초음파 골밀도 계측기는 매질에 따른 초음파 전달속도의 변화나 탄성계수의 변화 등을 이용하여 골밀도 및 골의 구조강도를 계측하는 장비인데, 재현성과 정확성이 높지 않은 단점이 있다.

<22> 상기의 QCT, DEXA, 초음파 골밀도 계측기 등의 골밀도 측정 방법이 있음에도 불구하고 엑스선 영상을 이용하여 골다공증 진단 및 골밀도를 측정하는 방법의 연구는 학문적 입장에서 꾸준히 진행되고 있다. 그 이유는 대부분의 병원이 엑스선 촬영장비를 기본으로 갖추고 있어 골밀도 계측장비를 구매하기 위한 추가 비용이 소요되지 않으며, 엑스선 영상의 해상도가 높아 골밀도 측정 및 해면골의 패턴분석이 가능하기 때문이다. 특히, 해면골 패턴은 골다공증에 의한 골절 가능성에 관한 유용한 정보를 제공하는 것으로 추정되고 있어, 많은 연구자들이 엑스선 해면골 패턴을 연구하고 있다.

<23> 그러나, 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 계측하기 위한 많은 방법이 제시되었음에도 불구하고 임상에서 사용될 정도로 성공적인 예는 거의 없는 실정이다. 이것은 엑스선 영상에 나타난 골영상이 중첩된 연부조직에 의한 엑스선 흡수효과를 상당량 포함하고 있고, 한 장의 엑스선 영상만으로는 중첩된 연부조직에 의한 엑스선 흡수효과를 제거할 수 없기 때문이다. 실제로, 몇몇 신체부

위에서는 중첩된 연부조직에 의한 엑스선 흡수량이 골밀도를 측정하려는 뼈에 의한 엑스선 흡수량과 비슷하다. 이런 경우에는 상당한 골밀도 측정오차가 생길 수 있다.

【발명이 이루고자 하는 기술적 과제】

<24> 따라서, 본 발명은 상기 문제점을 해결하기 위하여 제안된 것으로, 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 측정하고자 할 때, 골 영역에 포함된 연부조직에 의한 엑스선 흡수 효과를 제거하여 골의 밀도를 정확하게 측정하기 위한 골밀도 측정 방법과 상기 방법을 실현시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공하는데 그 목적이 있다.

【발명의 구성 및 작용】

<25> 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 방법은, 골밀도를 측정하기 위한 골 밀도 측정 시스템에 적용되는 골밀도 측정 방법에 있어서, 엑스선 골영상을 획득하는 제 1 단계; 상기 획득한 엑스선 골영상에 관심영역을 설정하는 제 2 단계; 상기 설정된 관심영역 내의 골 영역에서, 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 계산하는 제 3 단계; 및 상기 관심영역 내의 골 영역에서, 상기 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 제거하여 골밀도 지수를 계산하는 제 4 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

<26> 한편, 본 발명은, 프로세서를 구비한 골밀도 측정 시스템에, 엑스선 골영상을 획득하는 제 1 기능; 상기 획득한 엑스선 골영상에 관심영역을 설정하는 제 2 기능; 상기 설정된 관심영역 내의 골 영역에서, 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 계산하는 제 3 기능; 및 상기 관심영역 내의 골 영역에서, 상기 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 제거하여 골밀도 지수를 계산하는 제 4 기능을 실현시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.

<27> 상술한 목적, 특징들 및 장점은 첨부된 도면과 관련한 다음의 상세한 설명을 통하여 보다 분명해 질 것이다. 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 바람직한 일실시예를 상세히 설명한다.

<28> 도 1 은 본 발명이 적용되는 골밀도 측정 시스템의 일예시도이다.

<29> 본 발명이 적용되는 골밀도 측정 시스템은, 외부의 사용자와 골밀도 측정에 필요한 데이터를 입/출력하기 위한 입출력 장치(11), 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 측정하는 과정에서 필요한 각종 데이터들을 저장하기 위한 주/보조 기억장치(12,13) 및 상기 주/보조 기억장치(12,13)와 입/출력 장치(11)를 제어하고, 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 측정하기 위한 제반 연산처리를 수행하는 마이크로 프로세서(14)를 구비한다.

<30> 상기 입/출력 장치(11)는 모니터, 프린터, 엑스선 필름을 디지털 영상화하기 위한 엑스선 필름스캐너 등을 포함한다. 엑스선 필름 대신에 디지털 이미지 센서(고체촬상소자(CCD) 또는 씨모스(CMOS) 센서)를 사용할 경우에는 디지털 이미지 센서가 상기 입/출력 장치(11)에 포함된다.

- <31> 상기와 같은 시스템을 통하여, 액션 영상을 이용한 골밀도 측정 방법을 실행하게 되는데, 후술되는 도 2 의 처리 과정을 포함하고 있는 프로그램을 상기 마이크로 프로세서(14)에 내장시킨 상태에서 액션 영상을 입출력 장치(11)로 입력하여 상기 프로그램을 실행시키면, 상기 프로그램이 액션 영상을 이용하여 골밀도를 측정하게 된다.
- <32> 이러한 동작을 도 2 내지 도 7을 참조하여 상세하게 살펴보면 다음과 같다.
- <33> 도 2a 는 본 발명에 따른 액션 영상을 이용한 골밀도 측정 방법에 대한 일실시에 전체 흐름도이고, 도 2b 는 본 발명에 따른 액션 영상 획득 과정에 대한 일실시에 상세 흐름도이며, 도 2c 는 본 발명에 따른 관심영역 안의 요골 영역에서 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드 계산 과정에 대한 일실시에 상세 흐름도이다.
- <34> 그리고, 도 3 은 본 발명에 따른 액션 영상을 보정(calibration)하기 위하여 사용되는 알루미늄 스텝웨지(step-wedge)의 일예시도로서, 액션 발생장치 의 특성, 스크린 및 필름 종류, 필름 현상조건, 및 액션 필름 디지털라이저 특성(디지털 이미지 센서의 경우에는 고체촬상소자 또는 씨모스 센서의 특성) 등의 액션 영상 획득 조건에 의한 영상특성 변화를 보정하기 위하여 사용되는 방사상 알루미늄 스텝웨지의 일예시도이다.
- <35> 그리고, 도 4 는 본 발명에 따른 스텝웨지와 손목을 함께 촬영하여 얻은 액션 영상의 일예시도이고, 도 5 는 본 발명에 따른 스텝웨지의 각 단계별 두께와 도 4 에 나타난 스텝웨지의 각 단계별 평균 그레이레벨의 관계를 보여주는 일예시도이며, 도 6a 는 본 발명에 따른 스텝웨지를 사용하여 보정한 액션 영상

및 요골 골밀도를 측정하기 위하여 선택한 직사각형 관심영역의 일예시도이고, 도 6b 는 본 발명에 따른 관심영역의 한 횡단선 / 에서의 손목 단면의 일예시도이며, 도 7a 는 도 6a 의 횡단선 / 에서의 그레이레벨 프로파일의 일예시도이고, 도 7b 는 도 7a 의 요골 영역에서 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 제거한 그레이레벨 프로파일의 일예시도이다.

<36> 먼저, 도 2a 에 도시한 바와 같이 본 발명에서는 골밀도를 측정하려는 사람의 손목 엑스선 영상을 얻는다(21). 엑스선 영상을 얻을 때, 엑스선 영상 획득 조건은 최대한 일정하게 유지한다. 특히, 엑스선 발생장치의 관전압(kVp) 및 관전류(mA)는 특정한 값으로 고정한다. 일례로 상기 손목 엑스선 영상을 얻을 때, 엑스선 발생장치의 조건은 50kVp 및 50mA를 사용한다. 엑스선 영상은 단순 엑스선 촬영을 통하여 얻어진 엑스선 필름을 엑스선 필름스캐너로 디지털화함으로써 획득한다. 디지털 이미지 센서를 사용할 경우에는 필름스캐너를 이용하는 과정없이 직접 엑스선 영상을 얻는다. 엑스선 영상을 얻을 때, 공간 해상도는 200PPI(Pixels Per Inch)로 하고 각 픽셀은 8-비트 깊이의 256색 그레이레벨로 한다.

<37> 도 4 는 엑스선 필름스캐너를 이용하여 디지털화한 손목 엑스선 영상의 일예를 나타낸다. 엑스선 영상의 각 픽셀은 인체에 흡수된 엑스선량에 관련된 그레이레벨로 이루어져 있다. 인체에 흡수된 엑스선량은 뼈와 연부조직의 밀도 및 두께 등에 의하여 결정된다. 일반적으로, 엑스선 골영상은 중첩된 연부조직에 의한 엑스선 흡수효과를 동시에 포함하고 있다. 따라서, 엑스선 영상의 그레이레벨을

이용하여 골(뼈)만의 밀도를 측정하기 위해서는 엑스선 골영상에 포함된 연부조직에 의한 엑스선 흡수효과를 제거하여야 한다.

<38> 한편, 엑스선 영상의 밝기, 대조도 등의 영상 특성은 엑스선 영상 획득 조건의 변화에 민감하다. 즉, 엑스선 영상의 각 픽셀에서의 밝기(그레이레벨)는 해당 픽셀에서의 엑스선 흡수량의 절대적인 기준이 될 수는 없다. 따라서, 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 측정하고자 할 때, 먼저 엑스선 영상 획득 조건에 의한 영상특성의 변화를 보정하고 각 픽셀에서의 엑스선 흡수량을 정량화하는 과정을 거친다.

<39> 엑스선 영상 획득 조건에 의한 엑스선 영상 특성 변화를 보정하고 각 픽셀에서의 엑스선 흡수량을 정량화하기 위하여 도 3 에 도시한 바와 같이 다수의 단계로 이루어진 금속 스텝웨지를 사용한다. 금속 스텝웨지의 재질로서는 알루미늄, 구리 등을 사용한다. 일반적으로, 금속 스텝웨지의 재질 및 두께는 골밀도를 측정하려는 신체부위에 따라서 적절하게 선택한다. 일반적으로, 스텝웨지의 최고 높은 단계에서의 엑스선 흡수량이 골밀도를 측정하려는 신체부위의 최대 엑스선 흡수량보다 크게 되도록 스텝웨지의 재질과 두께를 선택한다. 골밀도를 측정할 부위가 손목인 경우, 알루미늄 스텝웨지의 최대 두께는 12mm가 적당하며, 구리 등의 중금속이 포함된 스텝웨지는 엑스선 흡수계수가 커지는 것을 고려하여 최대 두께를 줄여야 한다. 도 3 에 예시한 스텝웨지는 밀면이 40mm x 40mm인 정사각형이고 두께가 12mm인 알루미늄 판을 8개의 단계를 갖는 방사상 계단으로 가공하여 만든다. 상기 알루미늄 스텝웨지에서, 각 단계의 높이는 낮은 것으로부터 1.5, 3.0, 4.5, 6.0, 7.5, 9.0, 10.5, 12.0mm이다.

<40> 도 2b 에 도시된 바와 같이, 엑스선 영상의 획득 조건에 의한 엑스선 영상 특성 변화를 보정하고 각 픽셀에서의 엑스선 흡수량을 정량화하기 위하여, 상기 방사상 스텝웨지와 골밀도를 측정하려는 손목부위를 함께 촬영한 엑스선 영상을 얻는다(211). 도 4 는 상기 스텝웨지와 손목부위를 함께 촬영한 엑스선 영상의 일예시도이다. 도 5 에 상기 스텝웨지의 각 단계별 두께와 엑스선 영상에 나타난 상기 스텝웨지의 각 단계별 평균 그레이레벨로 이루어진 2차원 데이터를 사각형(■)으로 표시하였다. 도 5 에서, 스텝웨지의 두께가 0일 때의 그레이레벨은 스텝웨지 주위의 백그라운드 그레이레벨 값의 평균이다.

<41> 이후, 도 2b 에 도시된 바와 같이 스텝웨지의 각 단계별 두께와 그레이레벨 데이터를 이용하여 전체 엑스선 영상을 보정한다(212). 스텝웨지를 이용하여 전체 엑스선 영상을 보정하기 위해서, 먼저 임의의 스텝웨지 두께에서의 그레이레벨 값을 계산해야 한다. 임의의 스텝웨지 두께에서의 그레이레벨을 계산하기 위하여, 도 5 의 데이터를 적절한 함수를 이용하여 피팅(fitting)한다. 도 5 에서 스텝웨지의 두께가 커지면서 처음에는 그레이레벨의 증가율이 0에서부터 점차 커지다가 나중에는 그레이레벨 증가율이 다시 0으로 수렴한다. 이러한 특징을 보이는 함수 중의 하나가 탄젠트 하이퍼볼릭 함수(tangent hyperbolic function)이므로 $f(t) = a + b \cdot \tanh(ct+d)$ 형태의 피팅함수를 사용한다. 여기서, $f(t)$ 는 그레이레벨, t 는 스텝웨지의 두께(mm단위), a , b , c , d 는 각각 피팅 파라미터이다. 여기서, \tanh 함수는 $t=-d/c$ 인 점을 중심으로 완전한 대칭을 이룬다. 그런데, 도 5 에 도시한 것처럼, 스텝웨지의 그레이레벨 프로파일은 일반적으로 완전한 대칭은 아니다. 따라서, 하나의 \tanh 함수를 이용하여 피팅하는 것은 상당한 피팅오

차를 발생시킬 수 있기 때문에, 본 발명에서는 데이터를 두 개의 영역으로 나누어 피팅을 실시한다. 상기의 피팅함수는 4개의 피팅 파라미터가 있어서 한 피팅 영역에 4개 이상의 데이터를 필요로 한다. 첫 번째 영역은 높이가 0mm 단계로부터 7.5mm인 단계까지 6개의 데이터로 구성하고, 두 번째 영역은 높이가 4.5mm인 단계로부터 12.0mm인 단계까지 6개의 데이터로 구성한다. 여기서, 두 개의 영역이 서로 중복되게 한 것은 두 영역에서의 피팅 결과를 부드럽게 연결하기 위한 이행영역을 만들기 위함이다. 이 후, 각 영역에서 상기 피팅함수로 피팅을 실시한다. 피팅은 레벤버그-마르퀴트(Levenberg-Marquardt) 피팅 방법을 사용한다.

<42> 첫 번째 영역에서의 피팅결과를 $f_1(t)$, 두 번째 영역에서의 피팅결과를 $f_2(t)$ 라 하고, 그 결과를 도 5에 각각 실선과 점선으로 표시하였다. 이제 두 개의 피팅함수를 다음의 방법에 의하여 하나의 최종 피팅 함수 $F(t)$ 로 만든다. 먼저, $t \leq 4.5$ 구간에서는 $F(t) = f_1(t)$ 로 하고, $t \geq 7.5$ 구간에서는 $F(t) = f_2(t)$ 로 한다. $4.5 < t < 7.5$ 구간에서는 $F(t) = x \cdot f_1(t) + (1-x) \cdot f_2(t)$ 로 한다. 여기서, $x = (7.5-t)/3$ 으로 정의한다. 함수 $F(t)$ 는 단순 증가함수이기 때문에 역함수 $F^{-1}(g)$ 는 일의적으로 결정된다. 여기서, g 는 그레이레벨이다. 이제, 엑스선 영상의 각 픽셀의 그레이레벨 g 를 최종 피팅함수 $F(t)$ 를 이용하여 다음과 같이 보정한다. $g \geq F(12)$ 이면 보정값을 255로, $g \leq F(0)$ 이면 보정값을 0으로, 그 외에는 보정값을 $256 \cdot F^{-1}(g)/12$ 의 정수부분으로 한다.

<43> 도 6a는 상기 보정 방식에 의하여 변환한 도 4의 일예시도이다. 그런데, 상기 방식을 이용한 엑스선 영상의 보정에서는, 엑스선 발생장치의 조건(kVp, mA)에 따른 알루미늄 및 생체조직의 엑스선 흡수계수의 변화양상이 서로 차이를

보인다는 사실을 무시하였다. 따라서, 심각한 엑스선 촬영조건(kVp, mA)의 변화에 대해서는 보정효과가 저하된다. 그러나, 임상에서 사용하는 엑스선 촬영장비의 안정성이 날로 향상되고 있어 엑스선 촬영조건의 심각한 변화 가능성은 점차 낮아지고 있다.

<44> 다음으로, 도 6a 에 도시한 바와 같이, 엑스선 영상의 요골 영역에 포함된 연부조직에 의한 엑스선 흡수효과를 제거하기 위하여 요골 부위에 직사각형 관심영역을 설정한다(22). 상기 관심영역의 크기는 250x150 픽셀이고, 요골 영역 좌우에 연부조직 영역이 포함되도록 한다.

<45> 이후, 관심영역 안의 요골 영역에서 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 계산한다(23).

<46> 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 계산하는 방법의 이해를 돕기 위하여 도 6a 의 한 횡단선 / 에 해당하는 손목 단면을 도 6b 의 단면 A에 간략하게 도시하였다. 도 6b 의 A에서 안쪽의 어두운 부분은 요골(radius) 영역이고 바깥쪽의 밝은 부분은 연부조직 영역이다. 일반적으로, 요골과 같은 장골(long bone)의 단면은 근사적으로 원형에 가깝다. 따라서, 요골의 단면을 원형으로 단순화하여 설명하기로 한다. 도 6b 에 도시한 바와 같이, (단면 A) = (단면 A의 요골 영역을 연부조직으로 대체한 단면 B) + (단면 A의 요골 영역만을 추출한 단면 C) - (단면 C를 연부조직으로 대체한 단면 D)인 관계로 생각할 수 있다. 한편, 도 7a 에 도 6a 의 횡단선

1에서의 그레이레벨 프로파일을 실선으로 도시하였다. 도 7a에서 가로는 픽셀의 좌표이고 세로는 그레이레벨이다. 도 7a에서 구간 a/b , b/c , c/d 은 각각 횡단선 1에서의 연부조직 구간, 요골 구간, 요골과 척골(ulna) 사이의 연부조직 구간이다.

<47> 도 7a의 요골 구간 b/c 에서, 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 정확하게 계산하는 것은 불가능하다. 따라서, 백그라운드 트렌드를 계산하기 위한 근사적인 방법을 사용한다. 본 발명에서 사용하는 방법은 연부조직 구간 a/b 과 c/d 의 그레이레벨 프로파일을 요골 구간 b/c 로 내삽(interpolation)하여 백그라운드 트렌드로 설정하는 것이다. 내삽을 위해서는 도 2c에 도시된 바와 같이 먼저 요골 영역의 백그라운드 트렌드를 계산하기 위한 미분 가능한 피팅 함수를 선택한다(231). 일반적으로, 피팅 함수로서 다항식이 적당하지만, 여기서는 좀더 제한을 가하여 4차 이하의 다항식 $P(x) = C_0 + C_1x + C_2x^2 + C_3x^3 + C_4$

x^4 를 피팅함수로 사용한다. 여기서 C_0, C_1, C_2, C_3, C_4 는 피팅 파라미터이다. 내삽은 연부조직 구간 a/b 과 c/d 에 있는 데이터를 상기 피팅 함수에 레벤버그-마르퀴트(Levenberg-Marquardt) 피팅 방법으로 피팅함으로써 이루어지고, 요골 구간에서의 내삽 결과를 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드로 설정한다. 즉, 요골에 인접한 연부조직 영역의 그레이레벨 프로파일을 상기 피팅함수로 요골 영역으로 내삽하여 백그라운드 트렌드로 설정한다(232). 이 과정을 상술한 설명을 정리하여 좀 더 상세히 살펴보면, 상기 관심영역의 가로선 상에서 그레이레벨 프로파일을 얻는 과정, 상기 그레이레벨 프로파일에서 골 영역과 연부조직 영역을 분할하는 과정 및 상기 분할된 연부조직 영역의 그레이레벨 프로파일을 상기 피팅 함수로 상기 골 영역으로 내삽하여 그 내삽 결과를 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드로 설정하는 과정을 포함한다. 도 7a의 L1은 상기의 다항식으로 내삽하여 설정한 백그라운드 트렌드이다. 이 백그라운드 트렌드는 도 6b의 B에 의한 그레이레벨 프로파일에 해당한다. 이제, 상기의 횡단선 1을 관심영역 안의 모든 줄(row)로 이동하면서 백그라운드 트렌드를 계산한다.

<48> 상기에서 백그라운드 트렌드가 설정되었으면, 요골 영역의 그레이레벨에서 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 제거하여 요골의 골밀도 지수를 계산한다(24). 이 과정(24)을 좀 더 상세히 살펴보면, 상기 골 영역의 각 픽셀의 그레이레벨에서 상기 설정된 백그라운드 트렌드를 제거하는 과정, 상기 백그라운드 트렌드가 제거된 골 영역에서 그레이레벨의 평균값(

$\langle G \rangle$ 을 계산하는 과정, 상기 관심영역 안에서 골의 평균 두께($2R$)를 계산하는 과정 및 상기 골의 평균 두께($2R$)의 절반(R)에 특정 상수(c_0)를 곱한 값과 상기 그레이레벨의 평균값($\langle G \rangle$)을 더한 값을 골밀도 지수로 설정하는 과정을 포함한다.

<49> 도 7b 에 백그라운드 트렌드를 제거한 그레이레벨 프로파일을 요골 구간 $b_1 \sim c_1$ 에 한하여 도시하였다. 도 7b 의 그레이레벨 프로파일은 도 6b 의 C에 의한 그레이레벨 프로파일에서 D에 의한 그레이레벨 프로파일을 제거한 것과 근사적으로 같다. 요골의 골밀도는 도 6b 의 C에 의한 그레이레벨 프로파일에 의해서 결정된다. 따라서, 구간 $b_1 \sim c_1$ 에서, C에 의한 그레이레벨 프로파일의 평균 $\langle G_1 \rangle$ 은 도 7b 의 그레이레벨 프로파일에 도 6b 의 D에 의한 그레이레벨 프로파일을 더함으로써 얻을 수 있다.

<50>

$$\langle G_K \rangle = \frac{1}{c_1 - b_1 + 1} \sum_{n=b_1}^{c_1} [G_K(n) + G_W(n)]$$

【수학식 1】

<51> 상기 (수학식 1)에서 $G_1(n)$ 은 도 7b 의 그레이레벨 프로파일이고, $G_{1D}(n)$ 은 D에 의한 그레이레벨 프로파일이고, n 은 픽셀의 인덱스이다. 상기 (수학식 1)은 다음의 (수학식 2)와 같은 근사적인 적분식으로 표현된다.

<52>

$$\langle G_K \rangle \approx \int_0^1 [\bar{G}_K(x) + \bar{G}_W(x)] dx$$

【수학식 2】

<53>

상기 (수학식 2)에서 $x=(r-b_1)/(c_1-b_1)$ 이고, $G(x)$ 및 $\overline{G}(x)$ 는 변수 변환에 따른 $G_1(n)$ 및 $G_{1D}(n)$ 의 변환 함수이다. 여기서, $\overline{G}(x)$ 를 계산하기 위해서는 단면 D의 정확한 모양을 알아야 한다. 그러나, 엑스선 영상으로는 D의 정확한 모양을 알기가 불가능하다. 따라서, 요골의 단면 D가 해부학적으로 원에 가깝다는 사실을 바탕으로 하여 원으로 근사하고, 그 반경을 $r_1=(c_1-b_1)/2$ 로 정의한다. 그러면 상기 (수학식 2)의 $\langle G_1 \rangle$ 는 다음의 (수학식 3)에 의하여 기술된다.

<54>

$$\langle G_1 \rangle \approx \int_0^1 \overline{G}(x) dx + c_0 r_1$$

【수학식 3】

<55>

상기 (수학식 3)에서 c_0 는 상수이다.

<56>

이제, 상기 (수학식 3)을 관심영역 안의 모든 횡단선 l 에 대하여 계산한 후, 그 평균 $\langle G_C \rangle$ 를 다음의 (수학식 4)와 같이 계산한다.

<57>

$$\langle G_C \rangle \approx \frac{1}{N} \sum_{l=1}^N \int_0^1 \overline{G}(x) dx + \frac{c_0}{N} \sum_{l=1}^N r_l$$

【수학식 4】

<58>

상기 (수학식 4)에서 N 은 관심영역 안의 가능한 횡단선 수이다.

<59>

이제, 상기 (수학식 4)의 $\langle G_C \rangle$ 는 요골 골밀도 지수가 된다. 상기 (수학식 4)를 요골 골밀도 측정에 사용하기 위해서는 먼저 상수 c_0 를 결정해야 한다. 상수 c_0 를 결정하기 위해서는, 충분한 수의 피험자에게서 획득한 손목 엑스선 영상을 이용한다. 각각의 손목 엑스선 영상에서, 일정한 요골 부위에 관심영역을 설정

정하여 상기 (수학식 4)의 첫째 항 $\langle G \rangle = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \int_0^1 G_i(x) dx$ 와 둘째 항의 $R = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N r_i$ 을 계산한다. 여기서, R 은 관심영역 안에서 요골의 가로방향 평균 두께의 1/2에 해당한다. 그리고, 각각의 피험자는 요골의 동일 부위에서 DEXA를 이용한 골밀도값 BMD(g/cm³ 단위)를 측정한다. 이제, 상수 c_0 는 BMD와 $\langle G \rangle + c_0 R$ 사이의 최소 제곱 피팅(least-squares fit) 오차가 최소가 되는 값으로 설정한다. 성인 여성 피험자 200인을 대상으로 한 최소 제곱 피팅으로 설정된 c_0 는 약 0.23이다.

<60> 이제, 필요한 상수 c_0 가 결정되었으므로 피험자의 요골 골밀도 지수는 $\langle G \rangle + c_0 R$ 에 의하여 계산한다. 일반적으로, $\langle G \rangle$ 값은 $c_0 R$ 값의 2배 이상이고, 피험자간 R 값의 표준편차는 4% 정도이다. 반면에, 피험자간 $\langle G \rangle$ 값의 표준편차는 40%에 이른다. 따라서, 골밀도 지수를 $\langle G \rangle$ 만으로 설정할 수도 있다.

<61> 본 발명에 있어서의 요골의 골밀도 지수를 계산(24)을 위한 바람직한 다른 실시예를 살펴보면, 이하와 같다.

<62> 상기에서 백그라운드 트렌드가 설정되었으면, 요골 영역의 그레이레벨에서 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 제거하여 요골의 골밀도 지수를 계산한다 (24). 이 과정(24)을 좀 더 상세히 살펴보면, 상기 골 영역의 각 픽셀의 그레이레벨에서 상기 설정된 백그라운드 트렌드를 제거하는 과정, 상기 백그라운드 트렌드가 제거된 골 영역에서 그레이레벨의 평균값($\langle G \rangle$)을 계산하는 과정, 상기 관심영역 안에서, 골영역 횡단 길이의 가중평균(P)을 계산하는 과정 및 상기 가

중 평균(P)에 특정 상수(c_0)를 곱한 값과 상기 그레이레벨의 평균값($\langle G \rangle$)을 더하여 골밀도 지수로 설정하는 과정을 포함한다.

<63> 도 7b 에 백그라운드 트렌드를 제거한 그레이레벨 프로파일을 요골 구간 $b_1 \sim c_1$ 에 한하여 도시하였다. 도 7b 의 그레이레벨 프로파일은 도 6b 의 C에 의한 그레이레벨 프로파일에서 D에 의한 그레이레벨 프로파일을 제거한 것과 근사적으로 같다. 관심영역 안에서, 요골의 골량은 도 6b 의 C에 의한 그레이레벨 프로파일의 합에 의해서 결정된다. 따라서, 구간 $b_1 \sim c_1$ 에서, C에 의한 그레이레벨 프로파일의 합($G_1^{(C)}$)은 도 7b 의 그레이레벨 프로파일의 합에 도 6b 의 D에 의한 그레이레벨 프로파일의 합을 더함으로써 얻을 수 있다.

<64>

$$G_1^{(C)} = \sum_{n=b_1}^{c_1} [G_{1n} + G_{1n}^{(D)}]$$

【수학식 5】

<65> 상기 (수학식 5)에서 G_{1n} 은 도 7b 의 그레이레벨 프로파일이고, $G_{1n}^{(D)}$ 은 D에 의한 그레이레벨 프로파일이고, n 은 픽셀의 인덱스이다. 상기 (수학식 5)에서, $G_{1n}^{(D)}$ 을 계산하기 위해서는 단면 D에 의한 그레이레벨 프로파일을 알아야 하고, 이 그레이레벨 프로파일을 알기 위해서는 단면 D의 정확한 모양을 알아야 한다. 그러나, 엑스선 영상으로는 D의 정확한 모양을 알기가 불가능하다. 따라서, 요골의 단면 D가 해부학적으로 원에 가깝다는 사실을 바탕으로 하여 원으로 근사하고, 그 지름을 $p_1 = |c_1 - b_1|$ 로 생각한다. 그러면 상기 (수학식 5)의 $G_1^{(C)}$ 는 다음의 (수학식 6)으로 근사할 수 있다.

<66>

$$G_l^{(C)} = \sum_{n=b_l}^{c_l} G_{ln} + c_0 P_l^2$$

【수학식 6】

<67>

상기 (수학식 6)에서 c_0 는 상수이다.

<68>

이제, 상기 (수학식 6)을 관심영역 안의 모든 횡단선 l 에 대하여 계산한 후, 그 합을 다음의 (수학식 7)과 같이 계산한다.

<69>

$$\sum_l G_l^{(C)} = \sum_l \sum_{n=b_l}^{c_l} G_{ln} + c_0 \sum_l P_l^2$$

【수학식 7】

<70>

상기 (수학식 7)의 좌변이 관심영역 안에서의 요골 골량 지수가 된다.

<71>

이제, 상기 (수학식 7)의 좌.우변을 관심영역 안에서의 골영역 면적($A \equiv \sum_l P_l$)으로 나누면 그 값이 요골 골밀도 지수 $G^{(C)}$ 가 된다.

<72>

$$G^{(C)} = \frac{1}{A} \sum_l \sum_{n=b_l}^{c_l} G_{ln} + \frac{c_0}{A} \sum_l P_l^2$$

【수학식 8】

<73>

상기 (수학식 8)를 요골 골밀도 측정에 사용하기 위해서는 먼저 상수 c_0 를 결정해야 한다. 상수 c_0 를 결정하기 위해서는, 충분한 수의 피험자에게서 획득한 손목 엑스선 영상을 이용한다. 각각의 손목 엑스선 영상에서, 일정한 요골 부위에 관심영역을 설정하여 상기 (수학식 8)의 첫째 항($\langle G \rangle \equiv \frac{1}{A} \sum_l \sum_{n=b_l}^{c_l} G_{ln}$)과 둘째 항의 상수 c_0 를 제외한 부분($P \equiv \frac{1}{A} \sum_l P_l^2$)을 계산한다. 여기서, 둘째 항의 P 는 $\sum_l P_l \cdot (P_l / \sum_k P_k)$ 형태로 바꿔 쓸 수 있어, 상기 설명한 골영역 횡단 길이의 가중 평균을 나타낸다. 일반적으로, 가중 평균은 단순 평균과 큰 차이를 보이지 않

기 때문에 P 를 관심영역 안에서 P' 의 평균값, 즉, 관심영역 안에서의 골 영역의 평균 횡단 길이로 설정할 수도 있다. 그리고, 각각의 피험자는 요골의 동일 부위에서 DEXA를 이용한 골밀도값 $BMD(g/cm^2)$ 단위를 측정한다. 이제, 상수 c_0 는 BMD 와 $\langle G \rangle + c_0 P$ 사이의 최소 제곱 피팅(least-squares fit) 오차가 최소가 되는 값으로 설정한다. 성인 여성 피험자 200인을 대상으로 한 최소 제곱 피팅으로 설정된 c_0 는 약 0.10이다.

<74> 이제, 필요한 상수 c_0 가 결정되었으므로 피험자의 요골 골밀도 지수는 $\langle G \rangle + c_0 P$ 에 의하여 계산한다. 일반적으로, $\langle G \rangle$ 값은 $c_0 P$ 값의 2배 이상이고, 피험자간 P 값의 표준편차는 4% 정도이다. 반면에, 피험자간 $\langle G \rangle$ 값의 표준편차는 40%에 이른다. 따라서, 골밀도 지수를 $\langle G \rangle$ 만으로 설정할 수도 있다.

<75> 상술한 바와 같이 본 발명의 구체적인 예를 보였는데, 여기서 사용하는 수치들이나 영상들은 본 발명에 의한 방법의 성능 향상을 위하여 달라질 수 있다. 본 발명의 핵심은 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 측정하고자 할 때, 골 영역에 포함된 연부조직에 의한 엑스선 흡수효과를 제거하여 골의 밀도를 측정하는 것이다. 기존의 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정에서는 골영상에 포함된 연부조직의 엑스선 흡수효과를 제거하지 않았기 때문에 많은 오차요인이 존재하였다. 본 발명에서는 골 주위에 있는 연부조직의 그레이레벨 프로파일을 골 영역으로 내삽한 후, 골 영역의 그레이레벨 프로파일에서 상기 내삽한 연부조직 그레이레벨 프로파일을 제거하였다. 그리고, 뼈의 크기 및 모양에 의한 오차를 보정하기 위하여 뼈의 단면을 원형으로 모델링하는 방법을 도입하였다.

<76> 상술한 바와 같은 본 발명의 방법은 프로그램으로 구현되어 컴퓨터로 읽을 수 있는 형태로 기록매체(씨디롬, 램, 롬, 플로피 디스크, 하드 디스크, 광자기 디스크 등)에 저장될 수 있다.

<77> 이상에서 설명한 본 발명은 전술한 실시예 및 첨부된 도면에 의해 한정되는 것이 아니고, 본 발명의 기술적 사상을 벗어나지 않는 범위 내에서 여러 가지 치환, 변형 및 변경이 가능하다는 것이 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 있어 명백할 것이다.

【발명의 효과】

<78> 상기와 같은 본 발명은, 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 측정하고자 할 때, 골 영역에 포함된 연부조직에 의한 엑스선 흡수 효과를 제거하여 골의 밀도를 정확하게 측정할 수 있는 효과가 있다.

【특허청구범위】**【청구항 1】**

골밀도를 측정하기 위한 골밀도 측정 시스템에 적용되는 골밀도 측정 방법에 있어서,

엑스선 골영상을 획득하는 제 1 단계;

상기 획득한 엑스선 골영상에 관심영역을 설정하는 제 2 단계;

상기 설정된 관심영역 내의 골 영역에서, 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 계산하는 제 3 단계; 및

상기 관심영역 내의 골 영역에서, 상기 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 제거하여 골밀도 지수를 계산하는 제 4 단계

를 포함하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 2】

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 단계는,

엑스선 영상의 획득 조건에 의한 엑스선 영상 특성 변화를 보정하고 각 픽셀에서의 엑스선 흡수량을 정량화하기 위하여, 방사상 스텝웨지와 골밀도를 측정하려는 골(뼈)부위를 함께 촬영한 엑스선 영상을 획득하는 제 5 단계; 및

상기 방사상 스텝웨지의 각 단계별 두께와 그레이레벨 데이터를 이용하여 전체 엑스선 영상을 보정하는 제 6 단계

를 포함하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 3】

제 1 항에 있어서,

상기 제 2 단계는,

상기 획득한 엑스선 골영상 중에서 골 영역 좌우에 연부조직 영역을 포함하도록 관심영역을 설정하는 것을 특징으로 하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 4】

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 3 단계는,

상기 골 영역의 백그라운드 트렌드를 계산하기 위한 피팅 함수를 선택하는 제 7 단계; 및

상기 골 영역에 인접한 상기 연부조직 영역의 그레이레벨 프로파일을 상기 선택된 피팅함수로 상기 골 영역으로 내삽하여 백그라운드 트렌드로 설정하는 제 8 단계

를 포함하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 5】

제 4 항에 있어서,

상기 제 8 단계는,

상기 관심영역에서 그레이레벨 프로파일을 얻는 제 9 단계;

상기 그레이레벨 프로파일에서 골 영역과 연부조직 영역을 분할하는 제 10 단계; 및

상기 분할된 연부조직 영역의 그레이레벨 프로파일을 상기 피팅 함수로 상기 골 영역으로 내삽하여 그 내삽 결과를 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드로 설정하는 제 11 단계

를 포함하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 6】

제 4 항에 있어서,

상기 피팅 함수는,

4차 이하의 다항식인 것을 특징으로 하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 7】

제 6 항에 있어서,

상기 다항식 피팅은,

레벤버그-마르퀴트(Levenberg-Marquardt) 피팅 방법으로 피팅하는 것을 특징으로 하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 8】

제 4 항에 있어서,

상기 제 4 단계는,

상기 골 영역의 각 픽셀의 그레이레벨에서 상기 설정된 백그라운드 트렌드를 제거하는 제 9 단계;

상기 백그라운드 트렌드가 제거된 골 영역에서 그레이레벨의 평균값($\langle G \rangle$)을 계산하는 제 10 단계;

상기 관심영역 안에서 골의 평균 두께($2R$)를 계산하는 제 11 단계; 및

상기 골의 평균 두께($2R$)의 절반(R)에 특정 상수(c_0)를 곱한 값과 상기 그레이레벨의 평균값($\langle G \rangle$)을 더하여 골밀도 지수로 설정하는 제 12 단계

를 포함하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 9】

제 8 항에 있어서,

상기 제 12 단계의 특정 상수(c_0)를 0으로 설정하는 것을 특징으로 하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 10】

제 8 항에 있어서,

상기 제 12 단계의 특정 상수(c_0)는,

굴밀도 계측장비로 측정한 굴밀도와 상기 굴밀도 지수($\langle G \rangle + c_0 P$) 사이의
최소 제곱 피팅 오차가 최소가 되는 값으로 설정하는 것을 특징으로 하는 엑스선
영상을 이용한 굴밀도 측정 방법.

【청구항 11】

제 4 항에 있어서,

상기 제 4 단계는,

상기 골 영역의 각 픽셀의 그레이레벨에서 상기 설정된 백그라운드 트렌드
를 제거하는 제 9 단계;

상기 백그라운드 트렌드가 제거된 골 영역에서 그레이레벨의 평균값($\langle G \rangle$)
을 계산하는 제 10 단계;

상기 관심영역 안에서 골영역 횡단 길이의 가중평균(P)을 계산하는 제 11
단계; 및

상기 가중평균(P)에 특정 상수(c_0)를 곱한 값과 상기 그레이레벨의 평균값
($\langle G \rangle$)을 더하여 굴밀도 지수로 설정하는 제 12 단계

를 포함하는 엑스선 영상을 이용한 굴밀도 측정 방법.

【청구항 12】

제 11 항에 있어서,

상기 제 11 단계의 관심영역 안에서 골영역 횡단 길이의 가중평균(P)을 관심영역 안에서의 골영역의 평균 횡단 길이로 설정하는 것을 특징으로 하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 13】

제 11 항에 있어서,

상기 제 11 단계의 관심영역 안에서 골영역 횡단 길이의 가중평균(P)을 (관심영역 안에서, 골영역의 횡단 길이의 제곱의 합)/(관심영역 안에서, 골영역의 횡단 길이의 합)으로 설정하는 것을 특징으로 하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 14】

제 11 항에 있어서,

상기 제 12 단계의 특정 상수(c_0)를 0으로 설정하는 것을 특징으로 하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 15】

제 11 항에 있어서,

상기 제 12 단계의 특정 상수(c_0)는,

골밀도 계측장비로 측정한 골밀도와 상기 골밀도 지수($\langle G \rangle + c_0 P$) 사이의
최소 제곱 피팅 오차가 최소가 되는 값으로 설정하는 것을 특징으로 하는 엑스선
영상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 16】

제 15 항에 있어서,

상기 골밀도 계측장비는,

DEXA(dual energy x-ray absorptiometry)인 것을 특징으로 하는 엑스선 영
상을 이용한 골밀도 측정 방법.

【청구항 17】

프로세서를 구비한 골밀도 측정 시스템에,

엑스선 골영상을 획득하는 제 1 기능;

상기 획득한 엑스선 골영상에 관심영역을 설정하는 제 2 기능;

상기 설정된 관심영역 내의 골 영역에서, 연부조직에 의한 백그라운드 트
렌드를 계산하는 제 3 기능; 및

상기 관심영역 내의 골 영역에서, 상기 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드
를 제거하여 골밀도 지수를 계산하는 제 4 기능

을 실현시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

【청구항 18】

제 17 항에 있어서,

상기 제 3 기능은,

상기 골 영역의 백그라운드 트렌드를 계산하기 위한 피팅 함수를 선택하는

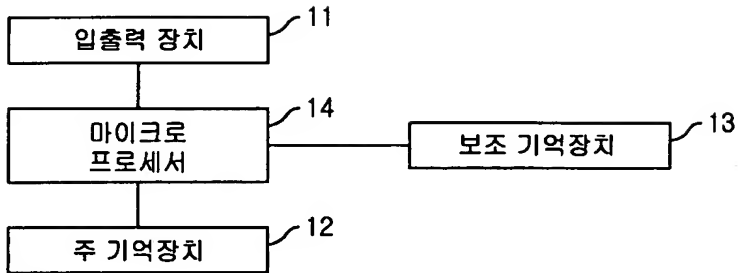
제 5 기능; 및

상기 골 영역에 인접한 상기 연부조직 영역의 그레이레벨 프로파일을 상기
선택된 피팅함수로 상기 골 영역으로 내삽하여 백그라운드 트렌드로 설정하는 제
6 기능

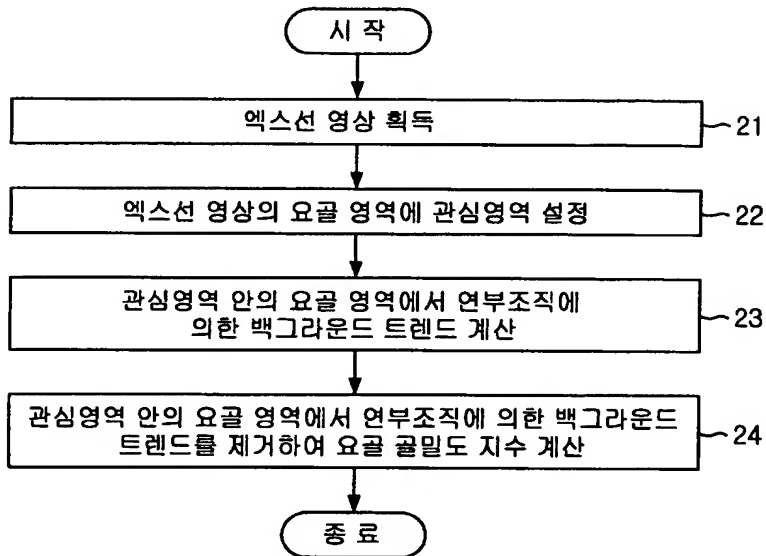
을 실현시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

【도면】

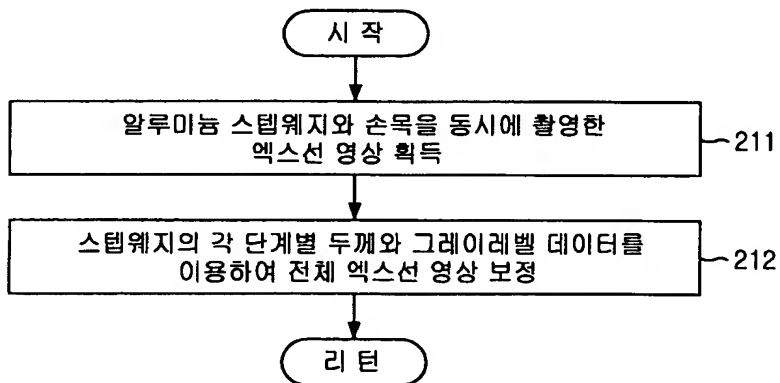
【도 1】



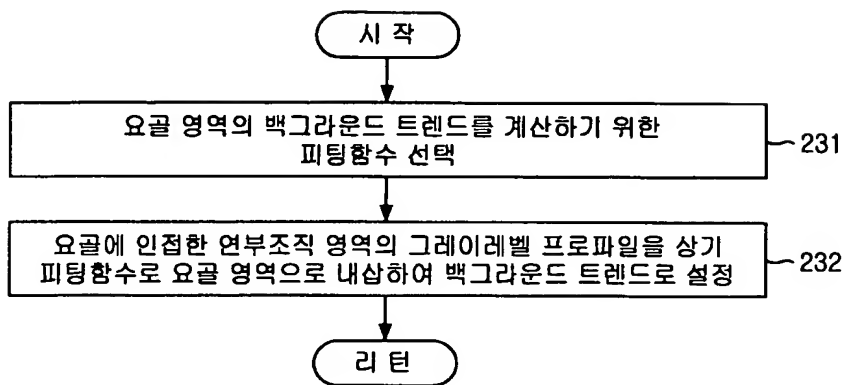
【도 2a】



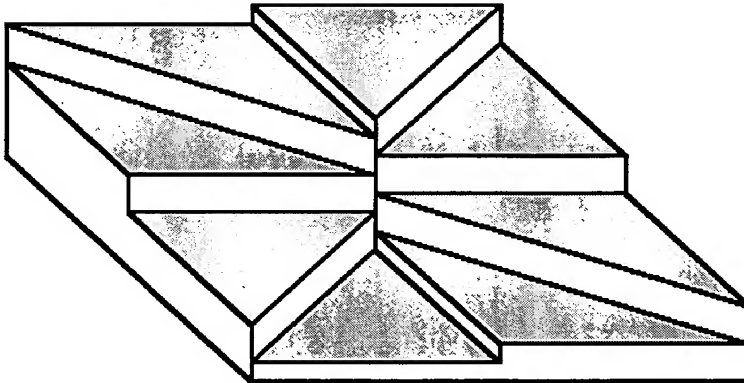
【도 2b】



【도 2c】



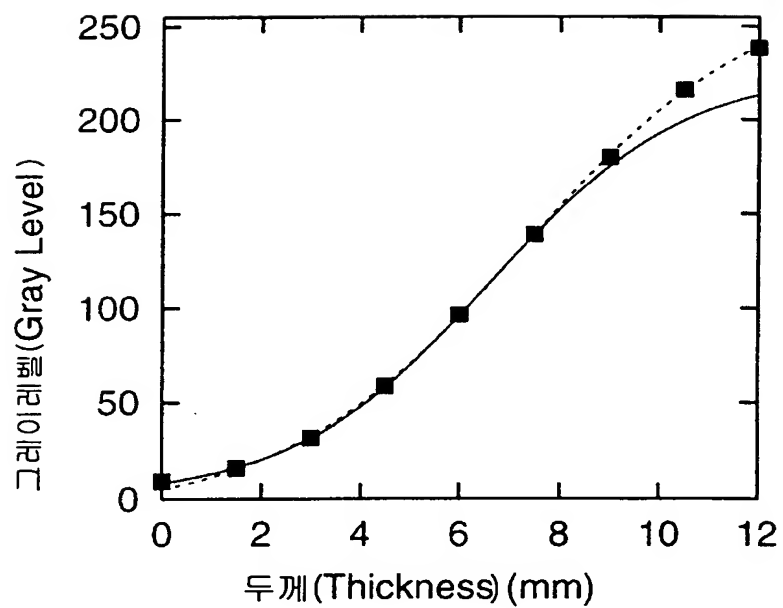
【도 3】



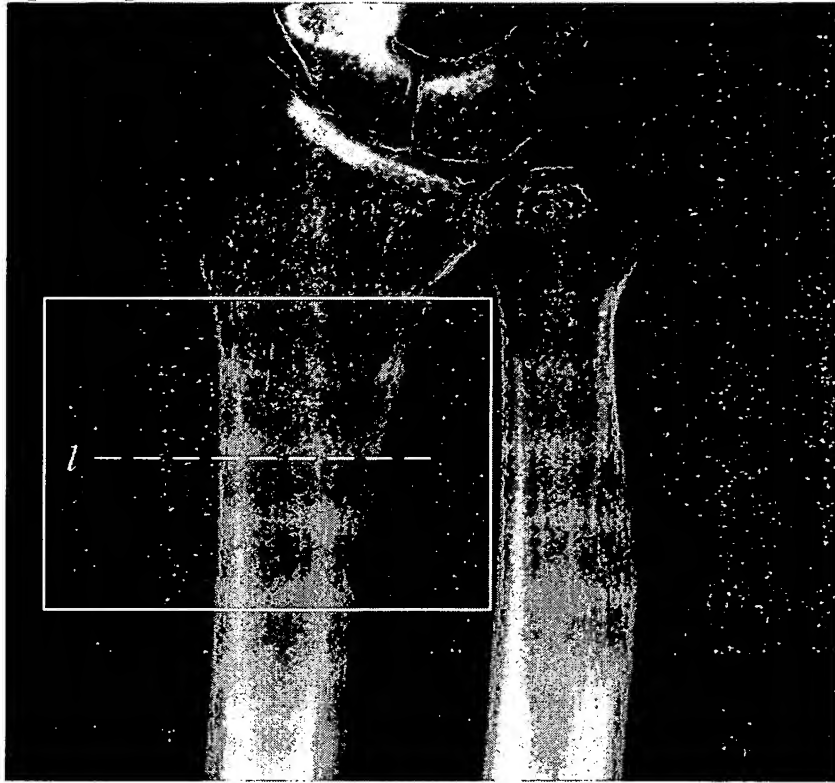
【도 4】



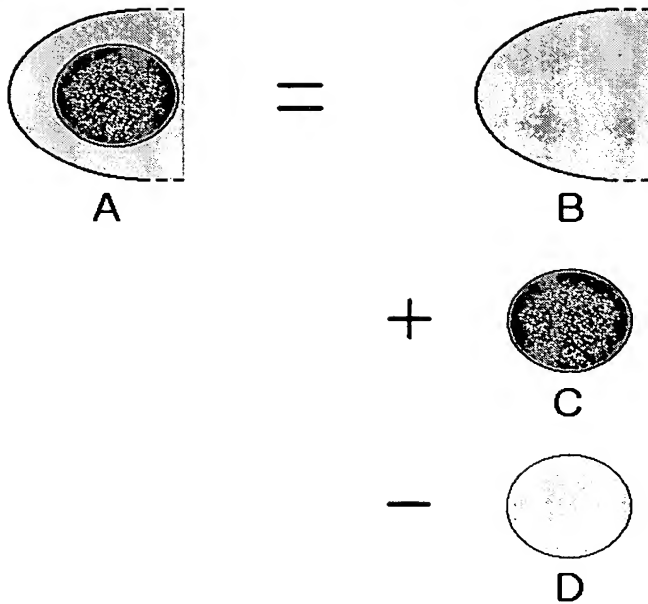
【도 5】



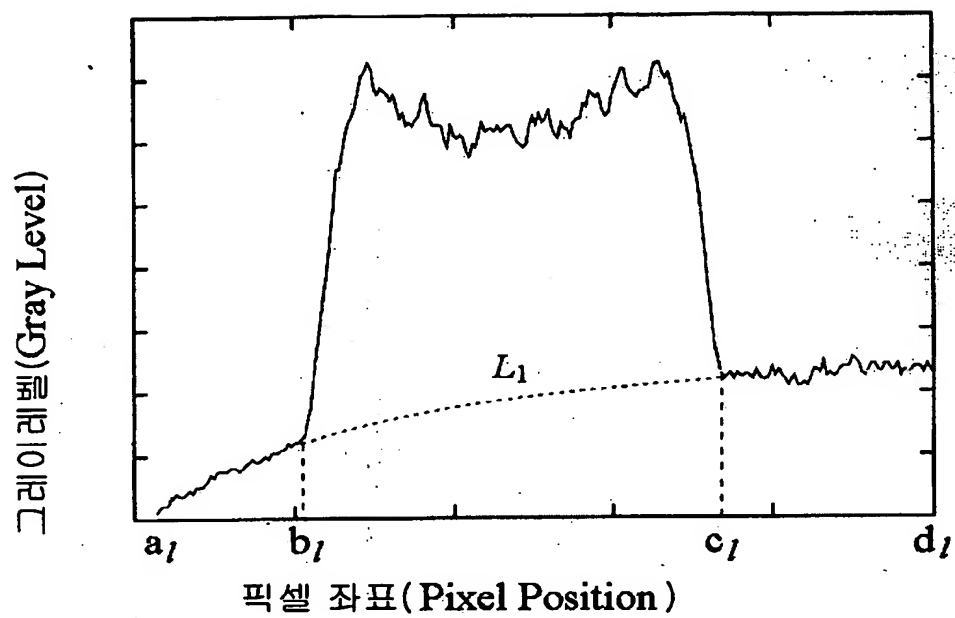
【도 6a】



【도 6b】



【도 7a】



【도 7b】

